Contenido

[Introducción 2](#_Toc264641463)

[Resonancia magnética por difusión 2](#_Toc264641464)

[Estimación del tensor de difusión 3](#_Toc264641465)

[Cálculo del tensor de difusión 5](#_Toc264641466)

[Anisotropía y medidas macroestructurales 6](#_Toc264641467)

[Interpolación 8](#_Toc264641468)

[Visualización del tensor de difusión 10](#_Toc264641469)

[Tractografía 12](#_Toc264641470)

[Aplicaciones clínicas 13](#_Toc264641471)

[Isquemia cerebral, leucoaraiosis y degeneración anterógrada 13](#_Toc264641472)

[Maduración cerebral 13](#_Toc264641473)

[Daño axonal difuso 14](#_Toc264641474)

[Esclerosis múltiple (EM) 14](#_Toc264641475)

[Enfermedad de Alzheimer (EA) 15](#_Toc264641476)

[Tumores cerebrales 15](#_Toc264641477)

[Neurocirugía guiada por imagen 15](#_Toc264641478)

[Introducción 16](#_Toc264641479)

[Técnicas para la detección del movimiento en MRI 17](#_Toc264641480)

[TMRI 17](#_Toc264641481)

[PCMRI 18](#_Toc264641482)

[Métodos de campo de gradiente pulsado 18](#_Toc264641483)

[Estimación del tensor de esfuerzo 19](#_Toc264641484)

[Visualización 20](#_Toc264641485)

[Aplicaciones 21](#_Toc264641486)

[Enfermedad cardiaca isquémica 21](#_Toc264641487)

[Enfermedades de las válvulas cardiacas 21](#_Toc264641488)

[Función diastólica 22](#_Toc264641489)

[Cardiomiopatías 23](#_Toc264641490)

DT-MRI

# Introducción

Existen múltiples técnicas para la obtención de imágenes cerebrales. Hasta hace algunas décadas, la única forma de ver el cerebro era la observación directa. La primera técnica de observación del cerebro apareció con los rayos X. La tomografía computerizada utiliza los rayos X para obtener una serie de imágenes, que son combinadas y procesadas por un ordenador para obtener una imagen tridimensional. Una segunda modalidad de imagen es la tomografía por emisión de positrones (PET). Se le administra al paciente una inyección de glucosa radioactiva, que activa diferentes áreas del cerebro. La PET permite medir esta actividad, mostrando qué áreas presentan una mayor actividad al realizar diferentes operaciones mentales.

En tercer lugar destaca la imagen por resonancia magnética. La resonancia magnética es una técnica no invasiva, que utiliza campos magnéticos para estudiar la estructura y composición del cuerpo a analizar. Existen diferentes tipos de resonancia magnética, en función de la secuencia de pulsos que utilizan y del tipo de información que se obtiene: resonancia magnética anatómica, funcional, de difusión, de perfusión, espectroscópica, etc. Este trabajo se centra en la resonancia magnética por difusión.

# Resonancia magnética por difusión

La difusión es el proceso por el cual la materia es transportada de un lugar a otro de un sistema gracias a movimientos moleculares aleatorios, en un proceso análogo al de la transferencia de calor por conducción. El médico alemán Adolf Fick (1855) describió por primera vez este fenómeno, afirmando que las diferencias en la concentración local de un soluto elevarán el flujo neto de moléculas del soluto de las zonas con una concentración alta a aquellas con una concentración baja, en lo que se conoce como movimiento browniano (en honor al botanista Robert Brown).

En imagen médica, la imagen de resonancia magnética convencional permite identificar fácilmente los centros funcionales del cerebro (córtex y núcleo). Sin embargo, con esta técnica la sustancia blanca del cerebro aparece homogénea, sin dar ninguna señal de una disposición compleja de los tractos de fibras.

Una primera técnica para estudiar la difusión del agua en tejidos es la imagen potenciada en difusión (Diffusion Weighted Imaging, o DWI), con la que se obtiene un solo coeficiente de difusión aparente (o ADC) para cada voxel. Esta medida basta para identificar las características de difusión en tejidos donde la difusividad medida es en mayor medida independiente de la orientación.

Pero en tejidos anisotrópicos esto no es suficiente. Los medios anisotrópicos son aquellos que tienen diferentes propiedades físicas (en este caso, de difusión) dependiendo de la dirección. Un ejemplo de medio anisotrópico puede ser una fibra textil. Este es el caso del músculo esquelético y cardiaco, y la sustancia blanca cerebral, donde se sabe que la difusividad medida depende de la orientación del tejido. En estos tejidos, un solo coeficiente no puede caracterizar la movilidad del agua, dependiente de la orientación. El modelo de difusión que puede describir la difusión anisotrópica sustituye el coeficiente escalar de difusión por un tensor simétrico de difusión efectiva o aparente del agua, **D**. Esta técnica recibe el nombre de Imagen de Resonancia Magnética por Tensor de Difusión (Diffusion Tensor - Magnetic Resonance Imaging, o DT-MRI).

En la sustancia blanca, la movilidad del agua está restringida por los axones que están orientados según los tractos de fibras. Esta difusión anisotrópica se debe a las múltiples membranas de mielina comprimidas que comprenden el axón. Pese a que la mielinización no es esencial para la anisotropía de la difusión en los nervios, la mielina suele considerarse como la mayor barrera a la difusión en tractos de fibras mielinizados.

Por ello, la obtención de la difusión anisotrópica en el cerebro ha allanado el camino para la exploración no invasiva de la anatomía estructural in vivo. La resonancia magnética por tensor de difusión efectivo del agua en tejidos puede proporcionar información biológica y clínicamente relevante que no ofrecen otras modalidades de imagen. Esta información incluye parámetros que pueden ayudar a caracterizar la composición del tejido, las propiedades físicas de sus constituyentes, la microestructura de los tejidos y su arquitectura. Por otra parte, esta información se obtiene de forma no invasiva, ya que no requiere el uso de agentes de contraste exógenos.

# Estimación del tensor de difusión

Torrey fue el primero en incorporar la difusión anisotrópica traslacional en las ecuaciones de transporte de magnetización de Bloch, que describen la interacción del vector de magnetización de un material en presencia de un campo magnético externo constante. Siguieron soluciones analíticas de esta ecuación para especies de libre difusión y para difusión en geometrías restringidas. Unos diez años después de esta introducción, Stejskal y Tanner resolvieron la ecuación de Bloch-Torrey para el caso de difusión anisotrópica libre en el principal marco de referencia. Sin embargo, la fórmula de Stejskal-Tanner no puede ser usada habitualmente para medir un tensor de difusión usando resonancia magnética nuclear (NMR) o imagen por resonancia magnética (MRI) por diferentes razones. Primero, esta fórmula relaciona un tensor de difusión dependiente del tiempo con la señal NMR, así que se debe establecer una relación entre el tensor de difusión dependiente del tiempo y un tensor de difusión efectivo. Segundo, antes de la aparición de la MRI, en que fue derivada la ecuación de Stejskal-Tanner, se asumía que una muestra anisotrópica homogénea podía ser reorientada físicamente con el imán para alinear sus ejes principales con el sistema de coordenadas del laboratorio. Después del desarrollo de la MRI, sin embargo, esta suposición ya no se sostiene. Los materiales a estudio son a menudo medios heterogéneos cuyas 'fibras' o ejes principales generalmente no son conocidos a priori y pueden variar de una parte a otra de la muestra.

El tensor de difusión efectivo, **D** (o funciones de él), es estimado a partir de una serie de imágenes DWI, usando una relación entre la medida de la atenuación del eco en cada voxel, y la secuencia de gradientes de campo magnético aplicada. Al igual que en la imagen de difusión (DI), donde se calcula un factor escalar b para cada DWI, en DT-MRI se calcula una matriz simétrica b para cada DWI. Mientras que el escalar b resume el factor atenuante de la señal MR de todos los gradientes de imagen y de difusión en una dirección, la matriz **b** resume el efecto atenuante de todos los gradientes de forma de onda aplicados en las tres direcciones x, y, z.

En DI se usa un conjunto de DWIs y sus correspondientes factores b escalares para estimar un ADC (coeficiente de difusión aparente) a lo largo de una dirección particular usando regresión lineal. En DT-MRI, primero se define un tensor de difusión efectivo (por analogía con la definición de un coeficiente de difusión aparente), a partir del cual se puede derivar una fórmula que relacione el tensor de difusión efectivo con la medida del eco. En DT-MRI, se calcula una matriz b simétrica para cada DWI, que resume el efecto de todas las formas de onda de gradiente aplicadas en las tres direcciones x, y, z. Entonces se usa cada DWI y su correspondiente matriz **b** para estimar **D**.

En DT-MRI, se calcula para cada voxel un tensor que describe la difusión local del agua, a partir  de medidas de la difusión en varias direcciones. A diferencia de DI, DT-MRI es una técnica tridimensional; se deben aplicar gradientes de difusión en al menos seis direcciones no colineares, no coplanares para conseguir suficiente información para estimar los seis elementos independientes del tensor de difusión.

Para medir la difusión se usa la secuencia de imagen de Stejskal-Tanner. Esta secuencia usa dos fuertes pulsos de gradiente, posicionados de forma simétrica alrededor de un pulso de reorientación de 180º, permitiendo una medida controlada de la difusión. El primer pulso de gradiente induce un desplazamiento de fase de todos los espines; el segundo pulso invierte este desplazamiento, cancelándolo para los espines estáticos. Los espines que durante este periodo hayan sufrido un cambio de situación debido al movimiento browniano experimentarán diferentes desplazamientos de fase por los dos pulsos de gradiente, lo que significará que no están completamente realineados, y resultará en una pérdida de señal.

La difusión puede entonces calcularse según la siguiente ecuación:

donde b es el factor de peso de la difusión, definido como

1. ,

donde γ es la tasa giromagnética del protón, |**g**| es la fuerza de los pulsos de gradiente de sensibilización, δ es la duración de los pulsos de gradiente de difusión, y Δ es el tiempo entre pulsos RF de gradiente de difusión. Los valores de difusión D también se llaman coeficientes de difusión aparentes (ADC), para resaltar el hecho de que los valores de difusión generados con este procedimiento dependen de las condiciones experimentales, así como de la dirección y el gradiente de sensibilización, y otros parámetros de secuencia.

## Cálculo del tensor de difusión

La ecuación debe reescribirse para el caso anisotrópico introduciendo los vectores de gradiente normalizados **ĝ** = **g** / |**g**|:

El tensor de difusión 3x3 tiene seis grados de libertad (número de coeficientes independientes en una representación matricial). Para estimar el tensor se necesitan, entonces, al menos seis medidas tomadas desde diferentes direcciones no colineales, además de la imagen tomada como referencia, S0. Así para cada sección es preciso obtener siete imágenes con diferentes pesos de difusión y direcciones de gradiente. S0 es la intensidad de la señal en ausencia de un campo de gradiente de sensibilización a la difusión, y da una base a la cual pueden referirse las medidas restantes. Al insertar los gradientes gk y las señales {Sk} en la ecuación de pérdida de intensidad de la señal, tenemos

resultando en un sistema de seis ecuaciones a partir de las cuales puede ser calculado el tensor:

Resolviendo este sistema de ecuaciones para cada voxel, llegaremos al campo tensorial de difusión final.

## Anisotropía y medidas macroestructurales

Las técnicas de resonancia magnética obtienen una medida macroscópica de una magnitud microscópica, lo que implica necesariamente hacer una media en cada voxel, por lo que las dimensiones del voxel influyen en el tensor de difusión medido en cualquier punto del cerebro. Existen diversos factores que afectarán a la forma del tensor de difusión representado (típicamente un elipsoide) en la sustancia blanca, como la densidad de las fibras, el grado de mielinización, el diámetro medio de las fibras y la similitud direccional de las fibras en el voxel. La naturaleza geométrica del tensor de difusión medido en un voxel es, así, una medida significativa de la organización de los tractos de fibras.

Se han propuesto en la literatura varias medidas de anisotropía diferentes. Entre ellas, las más populares son dos que se basan en la varianza normalizada de los autovalores: la anisotropía relativa (RA) y la anisotropía fraccional (FA). Una ventaja es que ambas medidas pueden ser calculadas sin calcular explícitamente los autovalores, ya que pueden expresarse en términos de la norma y la traza del tensor de difusión: la norma se calcula como la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los elementos del tensor, lo que es igual a la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los autovalores; y la traza se calcula como la suma de los elementos de la diagonal, lo que es igual a la suma de los autovalores.

2. ,

donde **I** es el tensor identidad. Las constantes se incluyen para asegurar que las medidas están en el rango entre 0 y 1.

El tensor de difusión puede ser visualizado como un elipsoide cuyos ejes principales corresponden a las direcciones del sistema de autovectores. Usando las propiedades de simetría del elipsoide, el tensor puede descomponerse en dos medidas geométricas básicas. Sean λ1 ≥ λ2 ≥ λ3 los autovalores del tensor de difusión simétrico **D**, y sea **êi** el autovector normalizado correspondiente a λi. El tensor **D** puede escribirse entonces como:



La difusión puede dividirse en tres casos básicos dependiendo del rango del tensor de difusión.

- Caso lineal (λ1 ≫ λ2 ⋍ λ3): la difusión está fundamentalmente en la dirección correspondiente al mayor autovalor,



- Caso planar (λ1 ⋍ λ2 ≫ λ3): la difusión se limita a un plano, determinado por los dos autovectores correspondientes a los dos autovalores mayores,

- Caso esférico (λ1 ⋍ λ2 ⋍ λ3): difusión anisotrópica.



En general, el tensor de difusión **D** será una combinación de estos casos. Al expandir el tensor tomando estos casos como base, se obtiene



donde (λ1 - λ2), (λ2 - λ3) y λ3 son las coordenadas de **D** en la base tensorial {**Dl**, **Dp**, **Ds**}.

Las coordenadas del tensor en esta nueva base describen la cercanía del tensor a los casos genéricos de línea, plano y esfera; y por tanto pueden usarse para la clasificación del tensor según su geometría. Como en el caso de la anisotropía fraccional y relativa, existen varias posibilidades de normalización, como la máxima difusividad (λ1), la traza del tensor (λ1 + λ2 + λ3), o la norma del tensor:



Usando el mayor autovalor del tensor, se obtienen las siguientes medidas cuantitativas de la forma para los casos lineal, planar y esférico,

1. ,

donde todas las medidas se encuentran en el rango de 0 a 1, y su suma es 1.

Alternativamente las coordenadas pueden normalizarse con la norma del tensor, dando



donde aparecen los factores de escala 2 y 3 para garantizar que las medidas permanecen entre 0 y 1, y que su suma es 1. Una medida de la anisotropía geométrica con un comportamiento similar a la anisotropía fraccional (FA) es una medida que describa la desviación respecto al caso esférico,

que es la suma de las medidas lineal y planar. Si normalizamos por la traza del tensor en lugar de por la norma, la medida será más parecida a la anisotropía relativa (RA).

## Interpolación

El campo tensorial obtenido en DT-MRI es una representación discreta de un campo, el de difusión, que es continuo. Por ello son necesarios métodos de interpolación tensorial que permita obtener un tensor de difusión en cada punto del espacio. De esta forma, se puede mejorar la resolución espacial y lograr una visualización más fluida en distintas aplicaciones como, por ejemplo, la tractografía. Existen dos métodos de interpolación ampliamente utilizados en tensores: interpolación trilineal e interpolación log-euclídea.

En la interpolación trilineal los tensores situados en los puntos que rodean al punto de destino son interpolados linealmente. Esta es la aproximación más directa al problema, y representa una extensión de la interpolación lineal unidimensional. En una dimensión, se asigna un peso al tensor situado en cada uno de los dos puntos más cercanos. Estos pesos están relacionados con la distancia entre el punto en que se encuentra el tensor y el punto de interpolación: supongamos que la distancia entre el punto y el tensor **T0**es t, y (1-t) hasta el tensor **T1**. Entonces los pesos se asignan a la inversa: (1-t) para **T0** y t para **T1**. Los pesos de los tensores deben normalizarse para que sumen 1. Así, la expresión del tensor interpolado es la siguiente:

En dos dimensiones, los pesos se calculan a partir de la distancia del punto a cada lado del cuadrado formado por cada tensor. El tensor interpolado **T** se calcula del siguiente modo:

El procedimiento para tres dimensiones es similar. En este caso, se toman en cuenta las distancias del punto a las caras del cubo formado por los tensores:

La gran ventaja de este método es su simplicidad, que resulta en una carga computacional reducida.

El segundo método es la interpolación log-euclídea, donde se introducen dos nuevas operaciones como son la exponencial y el logaritmo de un tensor. En general, se define la exponencial de una matriz **M** como:

En el caso particular de los tensores, el cálculo se simplifica. La exponencial de un tensor **T** puede expresarse del siguiente modo:

donde **U** es la matriz de autovectores de **T**, **D** es la matriz cuyos elementos diagonales son los autovalores de **T**, y exp(**D**) es la exponencial de **D**, calculada de este modo:

Se define de forma similar el logaritmo de un tensor:

Así, este método tiene tres partes. En primer lugar se calcula el logaritmo de los tensores originales. En segundo lugar, se interpolan linealmente estos nuevos tensores, como se explicó con anterioridad, obteniendo un nuevo tensor. Por último, se calcula la exponencial de este tensor para obtener el tensor final interpolado.

Por ejemplo, en el caso de la interpolación en una dimensión, el tensor interpolado **T** sería ahora:

Con la interpolación log-euclídea se obtiene una notable mejora en la calidad de la interpolación, manteniendo una carga computacional baja.

# Visualización del tensor de difusión

Las técnicas científicas de visualización conjugan estructura e información sobre varias escalas, desde los patrones a gran escala abarcando todo el conjunto de los datos, hasta las muestras individuales que lo componen. Los glifos representan múltiples valores convirtiéndolos en la forma, tamaño, orientación, y apariencia superficial de una primitiva geométrica base. Idealmente, una composición adecuada de múltiples glifos a lo largo del campo tensorial puede dar pistas sobre las características a mayor escala que pueden ser exploradas posteriormente y extraídas con otras técnicas de visualización, por ejemplo, hyperstreamlines.

Los tensores de difusión pueden representarse como matrices 3x3 simétricas, con tres autovalores reales positivos, y tres autovectores ortogonales de valores reales. Un tensor de difusión **T** puede ser factorizado como

donde **Λ** es una matriz diagonal de autovalores (ordenados por convenio λ1 ≥ λ2 ≥ λ3), y **R** es una matriz de rotación que transforma la base estándar en la matriz de autovectores. En adelante, los términos 'forma del tensor' y 'orientación del tensor' se referirán a los autovalores y autovectores, respectivamente, del tensor.

La visualización tensorial basada en glifos transforma la geometría inicial del glifo G en un glifo tensorial GT según GT = **RΛ**G, y trasladando GT a la localización del tensor. Al no aplicar la rotación **R-1**, las características de G alineadas con los ejes (como las aristas de un cubo, o el eje de un cilindro) se convierten en GT en representaciones de los autovalores y autovectores del tensor.

Los autovectores de un tensor sólo contienen información sobre orientación de las líneas (su dirección no tiene signo), lo que reduce las geometrías de glifos a formas con una simetría rotacional de 180 grados.

La analogía comúnmente aceptada entre tensores 3x3 simétricos y elipsoides convierte a estos en representación natural de la difusión. Los tensores de difusión son representados a menudo como elipsoides cuyo tamaño y forma reflejan el grado de difusión a lo largo de cada eje principal. La dirección de los ejes principales corresponden con los autovectores del tensor (e1, e2, e3) y el tamaño relativo de cada eje queda determinado por los autovalores del tensor (λ1, λ2, λ3). La primitiva geométrica para los elipsoides es la esfera.

Esta es la representación más utilizada, sin embargo en algunos casos presenta un problema de ambigüedad de forma, al existir pares de elipsoides que, pese a tener una forma claramente distinta, pueden parecer muy similares debido al punto de vista elegido, diferenciándose solo en la sombra que se proyecta en su superficie.

Otras formas sencillas de glifos son los cilindros y los cuboides. Los cuboides, gracias a sus pronunciadas aristas, describen claramente figuras 'intermedias', alejadas de los casos genéricos de línea, plano y esfera. Sin embargo, en tensores con dos autovalores iguales, puede suceder que los autovectores se elijan arbitrariamente (dentro de un conjunto de posibilidades), lo que daría lugar a que la representación de un mismo tensor podría variar de un caso a otro.

Los glifos cilíndricos no presentan este problema, al alinear sus ejes de rotación con el autovector para el cual la precisión numérica es mayor, es decir, el autovector asociado al mayor autovalor para el caso lineal, y el asociado al menor autovalor en el caso de un plano. Pero esto provoca un problema de discontinuidad entre ambos en las formas a medio camino entre los casos lineal y planar. Así, cambios arbitrariamente pequeños en la forma del tensor pueden provocar cambios discontinuos en la dirección del glifo, aun cuando la localización precisa de esta discontinuidad es arbitraria.

Una cuarta geometría, las supercuádricas, más compleja que las anteriores, pretende superar los problemas de las anteriores. Las supercuádricas pueden parametrizarse explícitamente como:

Sin embargo esto genera un abanico demasiado amplio de formas, que debe reducirse para su uso en imágenes de difusión. En este caso, los glifos supercuádricos se definen en términos de las medidas de anisotropía geométrica cl, cp, y un parámetro γ controlado por el usuario que determina la prominencia de los bordes del glifo.



Estos glifos poseen las necesarias propiedades de simetría de los elipsoides, pero muestran la forma y la orientación más claramente imitando a los cilindros y cuboides cuando es preciso. El parámetro γ controla la rapidez con que se forman los bordes según crecen cl y cp. Debería permitirse una elección informada de γ: la visualización de medidas ruidosas recomendarán un valor bajo de γ, más conservador, mientras que la visualización de datos de simulación, con una alta precisión, permitirán valores más altos. Por otra parte, el uso de supercuádricas aumenta la carga computacional, al requerir un número mayor de puntos para su representación.

# Tractografía

La tractografía es un procedimiento que ofrece una representación de las fibras nerviosas y los tractos del cerebro, utilizando técnicas de resonancia magnética (como DT-MRI) y de procesado de imagen. Esta técnica permite observar *in vivo* los tractos internos del cerebro, complicados de estudiar incluso mediante observación directa. Así, la tractografía permite conocer con más detalle la anatomía y estructura del cerebro, y avanzar en el estudio de diversas patologías.

Para realizar la tractografía, se escoge un punto de la sustancia blanca en los datos DT-MRI. Con este primer tensor, se obtiene un segundo punto siguiendo la dirección del autovector asociado al mayor autovalor del tensor. El proceso se repite para esta segunda posición, obteniendo así los sucesivos puntos que forman el tracto. Para llevar a cabo la tractografía, es necesario un campo de difusión continuo, que puede obtenerse mediante, por ejemplo, interpolación.

# Aplicaciones clínicas

Pese a que otras modalidades de imagen por resonancia magnética, e incluso de imagen de difusión (DWI), están ampliamente extendidas, la imagen por tensor de difusión no es tan común. Sin embargo, las posibilidades que ofrece esta técnica han abierto el camino a nuevas investigaciones y a diversas aplicaciones clínicas. Entre ellas, la isquemia cerebral, la maduración del cerebro, los traumas cerebrales, la epilepsia, al esclerosis múltiple o la enfermedad de Alzheimer. También tiene aplicaciones en neurocirugía guiada por imagen.

## Isquemia cerebral, leucoaraiosis y degeneración anterógrada

Un descenso del riego sanguíneo en el cerebro provoca un incremento en el volumen del agua intracelular. Este flujo de agua desde los compartimentos extracelulares hace que las células se ensanchen produciendo un edema citotóxico. Con la resonancia magnética convencional se obtiene una visión pobre de la isquemia en us estado agudo, y la extensión del parénquima isquémico sólo se manifiesta en un estado avanzado. Las técnicas DWI y DTI permiten detectar daño isquémico agudo en el cerebro. También permiten distinguir entre cambios isquémicos crónicos y agudos.

Leucoaraiosis es un término no específico para la aparición de cambios en la difusión en la sustancia blanca periventricular detectados mediante tomografía computerizada o resonancia magnética. Se presenta en varias enfermedades, como la isquemia crónica o la enfermedad de Alzheimer. Se observa pérdida axonal y la proliferación de células gliales. En DTI se observan áreas con elevada difusividad media y baja anisotropía fraccional (FA).

La degeneración walleriana (DW) es una degeneración anterógrada de los axones y su vaina de mielina derivados de daños axonales o muerte celular. La DTI sensible a la degeneración walleriana: la anisotropía de difusión se reduce tanto en la lesión primaria como en las zonas con DW.

## Maduración cerebral

Los valores del coeficiente de difusión aparente (ADC) varían con la edad. Sin embargo, las secuencias de pulsos y los métodos de postprocesado son muy similares para niños y adultos, a excepción del parámetro b.

Se han hallado valores notablemente más altos de ADC en neonatos que en adultos, y valores más bajos de FA. El ADC ha demostrado ser mayor en la sustancia blanca que en la gris en niños. A partir de ese momento, con el aumento de la edad los valores de anisotropía, especialmente la anisotropía relativa (RA), crecen de forma no lineal durante el desarrollo, hasta alcanzar el ADC del cerebro adulto. Los cambios en el ADC suceden principalmente en los seis primeros meses de vida y se cree que están relacionados con el decreciente contenido total de agua, la mielinización, y la organización de los tractos de sustancia blanca, todo lo cual reduce la difusividad.

La DTI se ha usado en la investigación del envejecimiento normal, para detectar degeneraciones ligadas a la edad. Los ADC son más altos en la sustancia blanca cerebral de individuos mayores de 40 años que en los más jóvenes. Además, se ha observado que se produce un decremento de la anisotropía de difusión a partir de los 20 años.

## Daño axonal difuso

Los daños traumáticos en el cerebro pueden ser clasificados como focales o difusos. Un daño focal en la cabeza resulta de un impacto directo, como una contusión cerebral o un hematoma, mientras que los daños difusos son el resultado de daños por corte y esfuerzos de tensión en el cerebro como resultado de una rotación o deceleración de tejidos adyacentes con diferente densidad o rigidez. La DWI puede usarse para mostrar daños de corte que no pueden estudiarse con otras técnicas. Se han observado significativas reducciones de la anisotropía de difusión después de daño axonal difuso, en sustancia blanca que parece normal con resonancia magnética convencional, incluso semanas después del trauma. También han aparecido reducciones en el coeficiente de difusión en el primer día de recién nacidos con alto riesgo de daño cerebral, en áreas que aparecían normales en imágenes T1 y de eco de espín.

## Esclerosis múltiple (EM)

La esclerosis múltiple es una enfermedad desmielinizante, que aparece principalmente en la sustancia blanca del sistema nervioso central. En la sustancia blanca, la movilidad del agua está restringida por estructuras como los axones mielinizados y no mielinizados orientados a lo largo de los tractos de fibras, y la dirección de máxima difusividad coincide con el eje del tracto de fibras. Los elementos patológicos de la EM tienen el potencial de alterar la permeabilidad o la geometría de las barreras estructurales a la difusión del agua en el cerebro.

La resonancia magnética convencional es sensible a algunos de los cambios producidos en el cerebro por la EM, pero no a todos. La DWI ofrece información de difusión del agua en tejidos, y DT-MRI sobre la dirección de las fibras, y permiten caracterizar cuantitativamente la microestructura local de los tejidos. Los procesos asociados a la EM forman regiones caracterizadas por un incremento de la magnitud de la difusión del agua, y una reducción de la anisotropía. Estos cambios generan diferentes patrones en pacientes de EM en diferentes fases de la enfermedad.

Los cambios en la difusión del agua permiten examinar el tipo, aspecto, crecimiento, y localización de lesiones que no son visibles de otra forma. Para mejorar la comprensión de la situación y naturaleza de las lesiones en la sustancia blanca, se están realizando estudios de integración de MRI convencional con medidas de tensor de difusión con evaluación por regiones basada en la conectividad.

## Enfermedad de Alzheimer (EA)

Estudios de pacientes con un diagnóstico clínico de la EA han mostrado cambios en la anisotropía de difusión, midiendo la difusividad en la línea media del cuerpo calloso, donde la orientación de los axones es principalmente transversal. Un estudio demostró que la anisotropía era menor en el esplenio (o rodete) y en la rodilla del cuerpo calloso en posibles pacientes de Alzheimer, probablemente debido a pérdida axonal o desmielinización en esas áreas.

La DTI también se ha usado en la investigación de otras distorsiones cognitivas como la dificultad para la lectura en adultos, y para detectar tractos de fibras deteriorados en el síndrome de desconexión.

## Tumores cerebrales

Se puede usar MRI convencional para obtener la situación y extensión de un tumor cerebral, pero el interés en el uso de DWI y DTI crece para identificar diferentes componentes tumorales, y para diferenciar la invasión tumoral del tejido cerebral normal. Los mapas ADC ayudan a distinguir tumores sólidos en expansión, lesiones no crecientes, edema peritumoral, y regiones necróticas y/o quísticas del cerebro normal colindante. Por ejemplo, las regiones quísticas o necróticas tienen valores altos del ADC.

## Neurocirugía guiada por imagen

Debido a su objetivo de máxima eliminación tumoral y de evitar déficits neurológicos tras la operación, la cirugía neuro-oncológica es fuertemente dependiente de la orientación por imagen. La DT-MRI aporta de forma no invasiva información esencial sobre la localización de los tractos de sustancia blanca o de las áreas de activación cortical.

Tensor de esfuerzo

# Introducción

Las enfermedades cardiacas constituyen la primera causa de mortalidad en el mundo occidental.

Los protocolos clínicos de evaluación de las enfermedades cardiovasculares hacen cada vez más necesario el uso de técnicas de imagen médica que proporcionen información sobre la anatomía y funcionalidad cardiacas.

Actualmente, si se sospecha que un paciente padece una enfermedad coronaria, se le practican una series de pruebas diagnósticas, cada cual más específica pero también más invasiva o costosa. En primer lugar, se obtiene un electrocardiograma sometiendo el corazón del paciente a algún esfuerzo que eleve su ritmo cardiaco.

El siguiente paso es realizar una ecocardiografía (imagen ultrasónica) al paciente, tanto en reposo como sometido a esfuerzo. La ecocardiografía es la técnica de imagen más utilizada para valorar la función cardiaca, debido a su disponibilidad, portabilidad, bajo coste y ausencia de efectos secundarios. Desgraciadamente, aunque la calidad de esta técnica va en aumento, y van apareciendo nuevas modalidades, aún ofrece una calidad de imagen baja y un número de vistas limitado.

Para obtener una imagen del suministro de sangre al tejido cardiaco, se practica un escáner de talio, para el que se inyecta un radioisótopo al paciente para obtener tomogramas, imágenes computadas a partir de múltiples proyecciones y que muestran la respuesta del isótopo dentro del tejido cardiaco. Una región con un flujo cardiaco reducido se mostrará como un 'punto frío' en las imágenes. El escáner de talio es un estándar muy usado en el diagnóstico de isquemia en el miocardio. Sin embargo, esta técnica es costosa, ofrece una resolución espacial pobre, y puede presentar falsos puntos fríos por la superposición de estructuras.

Finalmente, la angiografía coronaria por rayos X es el procedimiento más usado para determinar la localización y la gravedad de la estenosis (estrechamiento) arterial. Se introduce un catéter a través de la aorta hasta los vasos coronarios, guiado por un monitor de rayos X e inyecciones periódicas de un contraste. La estenosis coronaria aparece en el monitor como un estrechamiento o bloqueo del vaso. El procedimiento suele proporcionar imágenes de una excelente calidad, pero es invasivo, no carente de riesgo, y requiere un equipamiento costoso y personal especializado.

La investigación en resonancia magnética cardiaca ha mostrado que un solo examen, realizado enteramente con un escáner de este tipo, podría sustituir la secuencia de pruebas anterior. Aunque un escáner de resonancia magnética es costoso, la capacidad de concentrar las pruebas diagnósticas en una sola sesión reduciría significativamente los costes y sería beneficioso para el paciente.

La imagen por resonancia magnética es una modalidad de imagen muy apropiada para la medición del flujo sanguíneo y el movimiento de los tejidos. Las imágenes pueden adquirirse en posiciones y orientaciones libremente definidas, y el contraste entre tejidos blandos es excelente.

# Técnicas para la detección del movimiento en MRI

Las propiedades mecánicas de corazón permiten un diagnóstico temprano y un mejor seguimiento del paciente. El músculo cardiaco tiene propiedades mecánicas anisotrópicas (varían según la dirección), y dependientes del tiempo. Durante el ciclo cardiaco, el miocardio sufre grandes deformaciones elásticas como consecuencia de la contracción y relajación del músculo. Factores fisiológicos como la capacidad de bombeo de los ventrículos, la distribución del flujo coronario y la vulnerabilidad regional a la isquemia y al infarto se ven afectadas por las propiedades mecánicas del miocardio. Una descripción en cuatro dimensiones (tres espaciales y una temporal) del movimiento del miocardio puede ayudar a describir sus propiedades mecánicas.

El método estándar para la detección del movimiento consiste en seguir objetos usando secuencias temporales de datos 2-D y 3-D. A partir de estas imágenes, el contorno y los bordes del tejido son detectados mediante técnicas de segmentación y se usan métodos de registrado para seguir su movimiento. Para ello, se pueden utilizar varias modalidades de imagen en función de la aplicación. Si el órgano en movimiento puede ser observado directamente, como un pie o un brazo, se pueden emplear marcadores especiales o técnicas estéreo de visión por ordenador. La tomografía computerizada puede utilizarse para obtener imágenes del interior del cuerpo, pero la dosis de rayos X se hace crítica cuando son necesarios varios conjuntos de datos 3-D.

La imagen por resonancia magnética (MRI) presenta diversas ventajas, al ofrecer un mejor contraste entre tejidos blandos y una mayor libertad en la posición y orientación de las imágenes. Las técnicas MRI específicas pueden no solo ofrecer imágenes anatómicas detalladas, sino además seguir el movimiento de los tejidos, o dar directamente datos cuantitativos del movimiento. Estas técnicas son: MRI con etiquetado, o TMRI; MRI por contraste de fase, o PCMRI; métodos MRI de campo pulsado basados en gradiente.

## TMRI

En MRI pueden crearse sobre los tejidos marcadores magnéticos, o etiquetas. Así, cuando el tejido es observado después de un determinado tiempo, los cambios en la forma y posición de las etiquetas reflejan el movimiento del tejido. Comúnmente se utiliza un patrón de franjas paralelas o una combinación de etiquetas en dos planos ortogonales formando una retícula. Las secuencias de etiquetado básicas se integran actualmente en las librerías de secuencias de pulsos de las máquinas de resonancia magnética.

La operación de etiquetado puede verse como una excitación espacial selectiva mediante el uso de gradientes y pulsos de radiofrecuencia. Son excitados múltiples planos de magnetización para un etiquetado por saturación. La magnetización es entonces desfasada mediante el uso de pulsos de gradiente, de forma que no tenga una aportación significativa en las imágenes adquiridas posteriormente.

El efecto de la excitación y el desfase es dejar regiones 'nulas' en la magnetización longitudinal, que aparecerán como nulos en las imágenes en las zonas etiquetadas. Los tejidos se muestran oscuros en las imágenes de resonancia magnética.

El movimiento de los tejidos que ocurre a partir del etiquetado altera el patrón de etiquetas. La detección de las mismas permite reconstruir el movimiento del tejido subyacente y estimar la deformación del miocardio. Un observador podría detectar regiones en las que el miocardio no se contrae o donde la contracción es mucho menor que en el resto del tejido. Para distinguir anomalías menos visibles y para obtener estimaciones cuantitativas de la función cardiaca hacen falta métodos numéricos.

## PCMRI

Una aproximación diferente al análisis del movimiento se basa en la sensibilidad de la fase de la señal MR al movimiento. En principio fue pensado para la medición del flujo sanguíneo, pero también se utiliza para obtener medidas del esfuerzo en el miocardio.

Con esta técnica se obtiene un valor de la velocidad del tejido para cada píxel. El fundamento consiste en adquirir datos con dos gradientes de codificación de la velocidad pero dejando invariables el resto de parámetros, y restar las dos imágenes de fase. La imagen diferencia resultante será proporcional al flujo (o movimiento del tejido) si se puede asumir que el tejido subyacente tiene una velocidad constante durante la adquisición.

Los gradientes de codificación de velocidad no afectan a los protones estacionarios pero imponen desplazamientos de fase en los protones en movimiento. Para eliminar los efectos de fase de otras fuentes diferentes que el flujo o el movimiento, se adquiere un escáner de referencia. Dado que la información sobre la velocidad sólo puede obtenerse en una dirección en cada instante, se deben obtener cuatro medidas independientes para llegar a un conjunto de datos 3-D. Para mostrar tanto el flujo como el movimiento del tejido, es necesaria una adecuada planificación de los gradientes para eliminar el aliasing y la eliminación involuntaria de señales.

## Métodos de campo de gradiente pulsado

La sensibilidad al movimiento inherente a la resonancia magnética fue reconocida poco después del propio fenómeno de resonancia magnética. Es de notar que aparecieron propuestas para usar gradientes de campo magnético para la medición de distribuciones de velocidades incluso antes de la aparición de la MRI. Desde entonces se han desarrollado múltiples técnicas usando un mecanismo común de codificación del movimiento: un par de gradientes de campo pulsado (PFG). Una gran ventaja de estos esquemas es que ofrecen una medida directa sobre el desplazamiento del tejido, simplificando significativamente el postprocesado de la imagen. Combinando métodos PFG y secuencias de imágenes MR, se pueden obtener directamente mapas de desplazamiento: el desplazamiento es proporcional a la fase en cada píxel.

# Estimación del tensor de esfuerzo

La contracción o relajación del tejido muscular produce un cambio en la forma, una deformación material que puede cuantificarse midiendo el esfuerzo en pequeñas regiones. La estimación del esfuerzo en un punto del espacio en un instante determinado viene dado por un tensor de esfuerzo, una matriz 3x3 cuyos elementos elementos indican deformaciones del material como estiramientos (o compresiones, estiramientos negativos) y cortes.

El esfuerzo mide cambios locales en la forma y por tanto no se ve afectado por traslaciones globales (desplazamientos constantes en el espacio). Así, el desplazamiento del corazón en el espacio durante el ciclo cardiaco no afecta a los valores del esfuerzo.

Durante las distintas fases del ciclo cardiaco, la pared muscular se hace más gruesa (se estira) o más delgada (se comprime). Los autovectores del tensor de esfuerzo se sitúan en las direcciones principales del estiramiento o la compresión. La fase de estiramiento se traduce en autovalores positivos, y la compresión en autovalores negativos (estiramiento negativo).

Para calcular la tasa de esfuerzo a partir de un campo de velocidades, se calcula el campo de gradientes de velocidad 3x3 **L**ij según:

donde ui, i=1,2,3 son las tres componentes de la velocidad en la dirección xj, j=1,2,3. La tasa de esfuerzo se representa por el tensor **D**ij, que es la parte simétrica de Lij:

Para el caso de tensores de esfuerzo bidimensionales, el cálculo se realiza de manera idéntica, con i, j = 1,2.

Los autovalores y autovectores de la matriz de tasa de esfuerzo son los valores y direcciones principales de la tasa de esfuerzo en el miocardio. El signo del autovalor distingue entre estiramiento positivo y negativo del material en la dirección del autovector correspondiente.

## Interpolación

La interpolación del tensor de esfuerzo permite obtener un campo tensorial continuo, donde el esfuerzo puede calcularse para cualquier punto de la imagen. Se puede utilizar para tensor de esfuerzo cualquiera de las dos técnicas explicadas en la sección 0: interpolación lineal e interpolación log-euclídea.

Sin embargo, cabe destacar un método más, específico para tensores bidimensionales como el tensor de esfuerzo. Dado un tensor 2x2 simétrico **T**, se extraen sus autovalores (λ1 y λ2) y autovectores (e1 y e1), unitarios y ortogonales entre sí. A continuación se calcula el ángulo θ, formado por el primer autovector e1 y el eje de abscisas. Los valores de λ1, λ2 y θ determinan el tensor **T** de forma unívoca. Así, se pueden interpolar estos tres valores para obtener los autovalores y el ángulo θ del nuevo tensor y, con ellos, los autovalores y los coeficientes del tensor interpolado.

Con esto se obtiene una interpolación muy cercana a la visualización, ya que se interpolan los valores y la dirección principal de la difusión, es decir, las características que se representan gráficamente.

# Visualización

El tensor de esfuerzo tridimensional puede visualizarse mediante un elipsoide en cada punto. Las direcciones de los tres ejes del elipsoide se alinean con los tres autovectores del tensor, y la longitud del elipsoide en la dirección de cada autovector viene dada por la magnitud del autovalor correspondiente. Para facilitar la visualización y evitar grandes diferencias de tamaño entre los distintos elipsoides, los autovalores son normalizados, de manera que la magnitud del mayor autovalor sea uno. Esto permite visualizar todos los elipsoides, manteniendo la forma de cada uno de ellos. Para no perder información, puede representarse la magnitud original del mayor autovalor mediante el color del elipsoide.

En dos dimensiones, la forma más sencilla de representar el tensor de esfuerzo 2x2 sería trasladar el caso 3-D al 2-D, y utilizar elipses. Así, el tensor vendría representado por una elipse cuyos ejes estarían alineados con los dos autovectores del tensor, y la longitud de dichos ejes vendría dada por los autovalores de la matriz.

En otro método de visualización, el tensor se representa interpretando los elementos del tensor. Los elementos diagonales Eii pueden verse como la elongación o compresión en la dirección xi, mientras que los dos elementos restantes corresponden a los esfuerzos de torsión. Así, en un cuadrado infinitesimal deformado sin cambio de área pueden aproximarse por la variación del ángulo entre los ejes.

El tensor de esfuerzo se representa por un rectángulo infinitesimal en cada voxel, cuyas diagonales se orientan según la dirección de los autovectores, y la longitud de cada diagonal viene dada por:

donde L es el lado del cuadrado, i = 1,2, R1 es la tasa de normalización dada por y R2 es la norma euclídea del campo de deformación normalizado en cada instante. El cuadrado tendrá un lado mínimo de L/4, y máximo de L.

De este modo se muestran más claramente la compresión y la dilatación. Estas son las variables que se quieren representar de forma más intuitiva, y el uso de una forma poligonal en lugar de una curva como la elipse permite hacerlo de forma más directa. Como contrapartida, en el caso de tener dos autovalores de igual magnitud, la orientación de los autovectores y del cuadrado será arbitraria, y la figura no aportará ninguna información. Sin embargo, este efecto pierde importancia si tenemos en cuenta que, aunque la orientación no esté clara en un píxel concreto, la orientación de varios tensores en conjunto no se ve afectada, y pueden ser vistos como un todo.

Una tercera modalidad simula el esfuerzo mediante un modelo matemático. Se muestran dos cilindros concéntricos que representan los bordes de la pared ventricular. Los radios de estos cilindros varían con el tiempo según una función sinsusoidal. La altura también varía con el tiempo, de forma que el volumen total permanece constante. En este modelo, se representa el esfuerzo en el grosor de la pared ventricular, es decir, en el espacio entre ambos cilindros, y se suele representar mediante elipsoides.

# Aplicaciones

## Enfermedad cardiaca isquémica

Pese a los intentos de implementar nuevos métodos de ultrasonidos cardiacos para cuantificar la isquemia, la evaluación clínica rutinaria de la función regional en enfermedades cardiacas isquémicas se basa típicamente en la evaluación visual del movimiento y el engrosamiento de las paredes. Sin embargo, se han demostrado las limitaciones del ojo humano en la evaluación de los complejos cambios en la deformación regional del miocardio.

Así, parámetros como el engrosamiento post-sistólico, importante para cuantificar la isquemia regional, pueden no ser mostrados por sistemas de ultrasonidos con una baja tasa de adquisición de imágenes o, si se muestran, pueden no ser apreciados visualmente. Hay una necesidad de cuantificar completamente los cambios regionales en la deformación inducidos por la isquemia. La imagen por tasa de esfuerzo permite la cuantificación de la deformación longitudinal en toda la pared del miocardio, mientras que en la dirección radial puede aplicarse a los segmentos medio y basal de la pared posterior.

La secuencia de cambios en la deformación inducidos por la isquemia aguda ha sido bien definida por estudios experimentales con ultrasonidos. La isquemia aguda induce tanto un estrechamiento sistólico temprano como un retraso en el inicio del engrosamiento sistólico. También hay un decrecimiento progresivo en la magnitud del engrosamiento sistólico.

El aturdimiento miocárdico tiene un patrón de deformación en reposo anormal, similar al del miocardio isquémico. Sin embargo, con una dosis baja de dobutamina, la respuesta del miocardio aturdido frente al isquémico es completamente diferente.

El miocardio infartado también tiene propiedades de deformación anormales en la sístole y la diástole temprana. Se puede diferenciar un infarto transmural de uno no transmural combinando un estudio de referencia con otro con una dosis baja de dobutamina.

## Enfermedades de las válvulas cardiacas

Las enfermedades en las válvulas cardiacas, como la estenosis o la regurgitación, pueden alterar los índices de deformación regional de varias formas. Esto refleja las complejas interacciones entre los cambios en la precarga y las postcarga y los cambios en la contractilidad.

Las aproximaciones por imagen tradicionales se han basado en la interpretación visual del movimiento radial del miocardio y su engrosamiento. Esta aproximación no es óptima, ya que no se evalúan otras características que pueden ser importantes en el diagnóstico.

Las experiencias clínicas con índices de deformación en pacientes con estenosis aórtica mostraron que la reducción en la deformación longitudinal sistólica estaba asociada con el área de la válvula aórtica y el volumen de latido. Los índices de deformación regional podrían ayudar a discriminar entre los pacientes sin y con enfermedad arterial coronaria, que tienen la misma área valvular aórtica, identificando cambios en la deformación asociados a la isquemia en los segmentos de riesgo.

## Función diastólica

Se pueden usar los datos del flujo sanguíneo transmitral y de la vena pulmonar para detectar cambios globales en el llenado del ventrículo izquierdo. Parámetros como la acumulación de sangre o el movimiento local y el estrechamiento de las peredes podrían reflejar cambios locales inducidos por el llenado.

Se ha comprobado que en casos de isquemia aguda, hasta un 40% de los segmentos pueden tener anomalías medibles en el movimiento diastólico regional, pese a que los índices de acumulación sanguínea permanecen normales. Se ha demostrado también que la velocidad diastólica obtenida en esqueleto fibroso del corazón se reduce progresivamente con la edad, y que es baja en la hipertrofia patológica del ventrículo izquierdo y en pacientes con cardiomiopatías restrictivas.

En el miocardio, los cambios regionales pueden ser indicativos de una enfermedad regional o pueden aparecer de forma natural por la edad.

Los cambios en los perfiles de velocidad pueden permitir diferenciar diferentes formas de hipertrofia miocárdica y pueden ayudar a diferenciar la pericarditis constrictiva de la cardiomiopatía restrictiva.

Una ventaja del uso de imagen por tasa de esfuerzo en el estudio de eventos diastólicos es que ofrecen la deformación en tiempo real con una resolución temporal muy alta en comparación con otras modalidades de imagen no invasivas. Esto es importante en el estudio de la diástole, ya que las deformaciones tienen una amplitud alta y una duración muy corta.

Estudios clínicos recientes han demostrado que la imagen por tensor de esfuerzo puede diferenciar entre pacientes con hipertensión y sujetos control y, en pacientes con hipertensión, diferenciar entre aquellos con disfunción diastólica y sin ella.

Las anomalías regionales en la deformación durante el llenado son también habituales en cardiomiopatías. Se ha demostrado que en pacientes con llenado restrictivo aparece un patrón complejo de alteraciones en los perfiles de tasa de esfuerzo.

## Cardiomiopatías

Se han publicado diversos estudios sobre la aplicación de la tasa de esfuerzo en cardiomiopatía hipertrófica y dilatada. El grosor de las paredes en la cardiomiopatía hipertrófica hace a esta afección particularmente adecuada para los estudios de imagen de tasa de esfuerzo. Esta modalidad ha demostrado mostrado mejor comportamiento que los datos de perfil de velocidad regional a la hora de detectar anomalías regionales en pacientes con hipertrofia septal asimétrica, y para discriminar la cardiomiopatía hipertrófica de la hipertrofia fisiológica.

La imagen de tasa de esfuerzo también ha demostrado ser mejor que otras técnicas como la ecocardiografía de modo M o los datos de velocidad a la hora de detectar cambios en la función regional, ya sea tras una ablación septal o en la detección de la regresión de la hipertrofia tras un tratamiento con antioxidantes en la cardiomiopatía hipertrófica.

La aplicación de la imagen por tasa de esfuerzo al estudio de las cardiomiopatías dilatadas ha resultado, en cambio, muy complicado.